

Calidad y
seguridad

CONGRESO CONJUNTO

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE DOSIS DEDICADO A TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA BASADO EN UN DETECTOR DE TIRAS DE SILICIO

A. Bocci^{1,♦}, M. A. Cortés Giraldo², M. I. Gallardo², J. M. Espino², R. Arráns³, M. A. G. Álvarez², Z. Abou Haidar¹, J. M. Quesada², A. P. Vega-Leal⁴, F. J. Pérez Nieto⁵

¹Centro Nacional de Aceleradores, Sevilla, España

²Universidad de Sevilla, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Sevilla, España

³Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla, España

⁴Escuela de Ingenieros, Departamento de Ingeniería Electrónica, Sevilla, España

⁵Instalaciones Inabensa S.A., Sevilla, España

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es la caracterización de un detector de tiras de silicio y del sistema de adquisición de datos, basado en electrónica discreta. Este sistema, una vez validado, será la base de una nueva técnica de obtención de mapas de dosis en planos axiales útiles para la verificación de tratamientos de radioterapia. El dispositivo experimental se basa en el detector montado en dos maniqués diseñados para este estudio: uno plano y uno cilíndrico, que se irradian con un linac en modo de fotones de 6MV de energía nominal. En primer lugar, con el maniqué plano, se estudia la caracterización inicial del detector: linealidad, curva de rendimiento de dosis en profundidad (PDD), uniformidad y penumbra del sistema detector. El maniqué cilíndrico está diseñado para acercarse a las condiciones más frecuentes en entornos clínicos. Como principal innovación, el detector se sitúa dentro de este maniqué en el plano axial. Con este sistema hemos estudiado la respuesta del detector en esa configuración variando el ángulo de incidencia del haz respecto a la dirección de las tiras. Se ha desarrollado un *software* para gobernar el movimiento del maniqué cilíndrico y la adquisición de los datos. Hemos realizado simulaciones Monte Carlo con *Geant4*, comparando los resultados con los de un planificador de tratamientos (TPS). Los cálculos con *Geant4* también se han utilizado para estudiar la sensibilidad del detector en función de la dosis depositada en cada tira. Por último, comparando los datos experimentales tomados con el detector en el maniqué cilíndrico con el cálculo del TPS y con la simulación *Geant4* se ha obtenido una calibración final.

Palabras claves: Detector de tiras de silicio, IMRT, mapa de dosis, Geant4.

ABSTRACT

The aim of this work is to characterize a silicon strip detector and its associated data acquisition system, based on discrete electronics. This system is dedicated to obtain dose maps in axial planes for Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) treatment verification. The experimental setup is based on two phantom prototypes: a slab phantom and a cylindrical phantom. The detector inside these phantoms has been irradiated with photons from a 6 MV linac. A phantom made of solid-water slabs was used to characterize the detector in terms of linearity, depth dose, uniformity and penumbra. The cylindrical phantom has been developed to recreate conditions close to those normally found in clinical environments and was dedicated to 2D treatment planning verification. The main innovation is that the detector was positioned inside the cylindrical phantom in the axial plane. This system has been used to study the dosimetric response of the detector, in the axial

♦abocci@us.es.

plane, as a function of its angle with respect to the irradiation beam. A software has been developed to operate the rotation of this phantom and to acquire signals from the detector. Monte Carlo simulations were also performed using *Geant4* toolkit and results have been compared to Treatment Planning System (TPS) calculations. *Geant4* simulations have also been used to estimate the sensitivity of the detector in different experimental configurations, according to the deposited dose in each strip. A final calibration of the detector has been obtained by comparing the experimental data with the TPS calculations and with *Geant4* simulations.

Key Words: Silicon strip detectors, IMRT, dose maps, dosimetry, *Geant4*.

1. Introducción

La creciente complejidad de los tratamientos de radioterapia con intensidad modulada (IMRT) hace necesaria una verificación previa que asegure el cálculo obtenido por el sistema de planificación (TPS) [1,2]. La dosimetría fotográfica es el método más extensamente utilizado para este objetivo, debido a su alta resolución espacial y a la posibilidad de comparar distribuciones de dosis en planos axiales del paciente [3,4]. Sin embargo, la película radiográfica presenta algunos serios inconvenientes como la complejidad de su procesado y calibración y, sobre todo, el retraso inevitable entre irradiación y lectura. Por tanto, es necesario desarrollar nuevos sistemas de detección que mejoren los tradicionales y que, además, sean capaces de realizar las verificaciones de una forma simple, económica y correcta. Recientemente, se han desarrollado diferentes sistemas digitales basados en detectores de silicio o cámaras de ionización dispuestos en matrices *1D* o *2D* [5-10]. Estos detectores, a diferencia de las películas, tienen la ventaja de proporcionar la dosis en tiempo real pero, sin embargo, su resolución espacial es significativamente peor, necesitan una electrónica compleja y, en principio, no permiten la obtención de mapas de dosis en planos axiales [11,12]. En este trabajo presentamos la caracterización de un detector de tiras de silicio (*SSSSD: Single Sided Silicon Strip Detector*), desarrollado por la empresa *Micron Semiconductor Ltd.* [13], para su uso como sistema de verificación de tratamientos en radioterapia. Para obtener la energía depositada en cada tira de silicio situado en cada maniquí, se realizaron cálculos con TPS (*Pinnacle³*) y con un código de simulación Monte Carlo desarrollado con *Geant4* que reproduce el sistema completo. Dichos resultados se han comparado con los datos experimentales.

2. Materiales y métodos

El detector *SSSSD* está segmentado en 16 tiras de silicio y se usa habitualmente en experimentos de reacciones nucleares para detectar partículas cargadas. Lo hemos seleccionado, por su bajo coste económico, para investigar las ventajas y desventajas de aplicar esta tecnología a un nuevo método para la reconstrucción del mapa de dosis en verificación de tratamientos de radioterapia. En este trabajo, la irradiación se realizó con un acelerador lineal *Siemens PRIMUS[®]* operando en modo de fotones de 6 MV nominales, en el Hospital Universitario Virgen Macarena de Sevilla. El detector, modelo *W1(SS)-500*, tiene un espesor de 500 μm y una distancia de 3.14 mm entre los centros de dos tiras consecutivas. El área activa es de 50.0 x 50.0 mm². Además, se diseñaron y fabricaron dos maniqués de polietileno para la caracterización del detector y para la verificación del tratamiento: un maniquí plano, y uno cilíndrico cuyo giro motorizado está gobernado por el *software* del sistema de adquisición. En la Fig. 1 se muestran los maniqués con el detector.

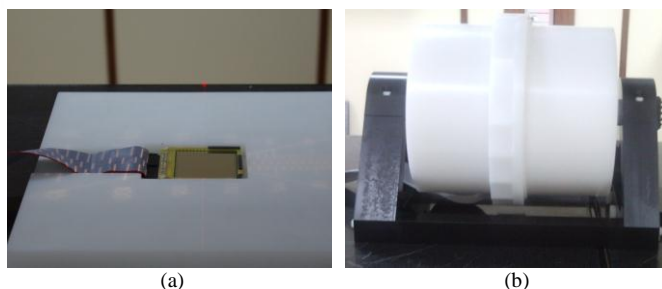


Fig. 1: (a) Maniquí plano con el detector SSSD. (b) Maniquí cilíndrico con el detector (no visible) en el plano axial.

En las medidas con el maniquí plano, el área activa del detector se sitúa perpendicular a la dirección del haz de fotones. En cambio, en el maniquí cilíndrico el detector se sitúa en un plano axial y puede girar con respecto a la incidencia del haz de fotones. Esta geometría es muy parecida a la que se encuentra habitualmente en radioterapia, donde la distribución de dosis suele presentarse en el plano axial del paciente.

2.1 Electrónica y software

El resultado de la irradiación incidente en los diodos de silicio *p-n* del SSSD es una corriente débil. Puesto que tenemos que medir la dosis total absorbida en el material, la electrónica de lectura se implementa como un electrómetro, integrando la carga total que recibe cada tira del detector. La electrónica de *front-end* es un integrador de carga convencional. La carga es proporcional a la tensión a la salida del detector y se convierte en una señal digital, procesada por un *digital signal processor* (DSP). La señal digital así procesada se transfiere a una aplicación basada en un ordenador. El convertidor a 12 bits analógico-digital (ADC) se utiliza para digitalizar la información de la tensión. Durante la adquisición de datos por el DSP, se realiza un procedimiento para la corrección del *offset* y la ganancia debido a la no idealidad de los canales electrónicos. Por último, el DSP se utiliza también para convertir la salida del ADC a la dosis absorbida en cGy para cada tira del SSSD. Un software desarrollado bajo la plataforma LabVIEW se utiliza para adquirir los datos y para gestionar de forma automática el electrómetro y el motor del maniquí cilíndrico. Los datos se transmiten a través de un *bus* serie RS-232. Para cada conjunto de medida, se genera un archivo que se guarda automáticamente. Los datos incluyen las dosis en función del tiempo de muestreo para cada strip, que permiten un post-tratamiento de análisis de los datos.

2.2 Simulación Geant4

El dispositivo experimental se simuló utilizando *Geant4*, versión 9.3.p01 [14,15]. Se reprodujo la geometría del cabezal del acelerador *Siemens PRIMUS*[®] en modo de fotones de 6 MV (incluyendo blanco, filtro aplanador, cámara de ionización, espejo, mordazas y colimador multiláminas), según las especificaciones del fabricante [16]. Asimismo, modelamos la geometría de los maniquíes (incluyendo capas internas de aire y los soportes), de acuerdo con nuestro propio diseño, y del detector SSSD [13,17]. La lista de física se definió utilizando los paquetes *Livermore Low-Energy Electromagnetic Processes* implementados en *Geant4*, que describen la interacción de electrones y fotones con la materia hasta un límite inferior de energías de 250 eV [18]. Para calcular las secciones eficaces de fotones, electrones y relajaciones atómicas se utilizan, respectivamente, las librerías de datos EPDL97 [19], EEDL [20] y EADL [21]. Para las otras partículas se utiliza el paquete *Standard Electromagnetic* [22]. Al operar con una energía de 6 MV, no se consideran interacciones hadrónicas. En cuanto a los cortes de producción, tomamos 50 μm en todos los casos. La finalidad de estas simulaciones es estimar la sensibilidad del detector SSSD en las distintas condiciones estudiadas. Para ello, se registró un contador de deposición de dosis para cada tira del detector. Los resultados de estas simulaciones se compararon con las medidas experimentales y con los cálculos del TPS.

3. Resultados y discusión

En primer lugar situamos el detector en el maniquí plano, irradiándolo con su área activa perpendicular a la dirección del haz (Fig. 1a), para una primera calibración. Posteriormente se aloja el detector en el interior del maniquí cilíndrico, para caracterizar su respuesta en función del ángulo (Fig. 1b). Todas las medidas presentadas han sido realizadas con el linac en modo de fotones de 6 MV y una tasa de dosis de 200 unidades monitor (UM) por minuto.

3.1 Linealidad

Una de las características más importantes de un detector para dosimetría es la linealidad de la señal en función de la dosis. Ya que el sistema de adquisición proporciona la correlación de las lecturas con el tiempo, esta propiedad se ha estudiado irradiando el detector con 500 UM, con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una distancia fuente-superficie SSD=100 cm y a 2 cm de profundidad de agua sólida. En la Fig. 2 se muestran la curva de linealidad de una de las tiras (puntos negros) y el ajuste lineal (línea roja). El desacuerdo entre la linealidad del detector SSSSD y la dosis, para todos las tiras, es inferior al 0.1 %.

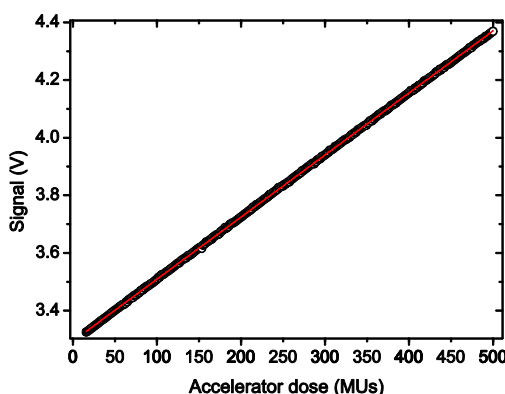


Fig. 2 Linealidad de la señal de una tira del detector en función de la dosis del acelerador.

3.2 Uniformidad

Se han realizado medidas orientadas a estudiar y corregir las diferencias entre las respuestas de las tiras del detector al aplicar un campo uniforme. Estas medidas son necesarias porque cada tira tiene su propia cadena electrónica y, por tanto, cada canal puede tener una eficiencia diferente. Para estudiar esta respuesta el detector se ha irradiado con un campo mayor que las dimensiones del detector ($10 \times 10 \text{ cm}^2$). La configuración utilizada fue: SSD = 90 cm, y 10 cm de profundidad de agua sólida. En esta configuración, la variación del campo de irradiación medida con un diodo de silicio es inferior al 1 %. La variación de la señal en todas las tiras del detector antes de esta corrección era inferior al 2 % y, después de efectuar la corrección, dicha variación resultó ser inferior al 0.5 %.

3.3 Rendimiento en profundidad

Para medir la curva de PDD (*Percentage Depth Dose*) se situó el detector en el maniquí plano a una distancia SSD = 100 cm y se irradió con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con 200 UM, para las siguientes profundidades de agua sólida: 1.5 cm, 5 cm, 10 cm y 15 cm. La Fig. 3 muestra el PDD medido por el detector SSSSD en comparación con los datos de una cámara de ionización. Las medidas del SSSSD se normalizaron con respecto a la medida obtenida a 1.5 cm por la cámara de ionización. En la Fig. 3, las medidas del SSSSD se representan con puntos rojos cerrados y los datos de la cámara de ionización con

puntos negros abiertos. El acuerdo entre los PDD medidos por el SSSSD y por la cámara de ionización es muy bueno. Las diferencias relativas son de 0.68% a 10 cm y 0.73% a 15 cm de profundidad.

3.4 Penumbra

La penumbra del campo de tratamiento se define como la anchura entre el 20% y el 80% de la dosis máxima. Para estudiar este parámetro, realizamos una medida a una distancia SSD = 100 cm y a 1.5 cm de profundidad de agua sólida, bloqueando una mitad del campo de irradiación (usando un campo de 5 x 10 cm²). Los datos experimentales del SSSSD y la simulación *Geant4* se presentan en la Fig. 4 con puntos abiertos negros y rojos, respectivamente. Estos datos se comparan también con los medidos por un diodo de silicio de 2.5 mm de diámetro, moviendo este diodo con pasos de 1 mm (puntos abiertos azules en la Fig. 4). La penumbra obtenida para el SSSSD es de (6.17±0.56) mm, y la penumbra calculada utilizando la simulación *Geant4* da un valor de (5.58±0.25) mm. Estos datos experimentales y la simulación son compatibles, teniendo en cuenta las barras de error. La penumbra obtenida con el diodo de silicio es de (4.00±0.10 mm), menor que las anteriores; este efecto es claramente visible en la Fig. 4. En particular, el factor 1.5 mayor de la penumbra del SSSSD respecto al diodo de silicio se debe principalmente a la anchura de las tiras de 3.14 mm del primero.

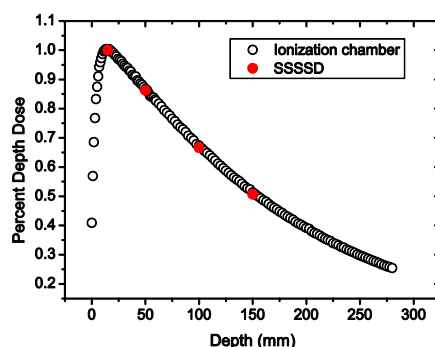


Fig. 3 PDD medido por el detector SSSSD y por una cámara de ionización.

3.5 Medidas de la respuesta en función del ángulo

Los mapas de dosis en radioterapia se suelen presentar en planos axiales. Para tener condiciones similares a éstas, realizamos medidas con el plano del detector situado dentro del maniquí cilíndrico y posicionado paralelo a la dirección del haz. En ellas, el centro del detector se situó en el eje de rotación del maniquí, y se hizo coincidir con el isocentro del *gantry*. Se irradió el maniquí con 200 UM y un campo de 10 x 10 cm², suficiente para abarcar las 16 tiras del detector. Realizamos medidas con el detector fijo a 0° (con sus tiras verticales) rotando el *gantry*, y con el *gantry* fijo a 0° (irradiación vertical) rotando el maniquí; en ambos casos, para ángulos entre 0 y 315° a intervalos de 45°. En particular, para una medida con *gantry* rotado a un ángulo θ y una con maniquí rotado a $360 - \theta$, la irradiación es simétrica con respecto al detector; por tanto, esas 2 medidas deben coincidir. Los resultados se presentan en la Fig. 5, con los datos obtenidos girando el cabezal del acelerador y el maniquí cilíndrico representados con puntos abiertos de color rojo y negro, respectivamente. Comparando estos datos se observa una total compatibilidad entre los pares de medidas que acabamos de mencionar (rotando el *gantry* y rotando el maniquí).

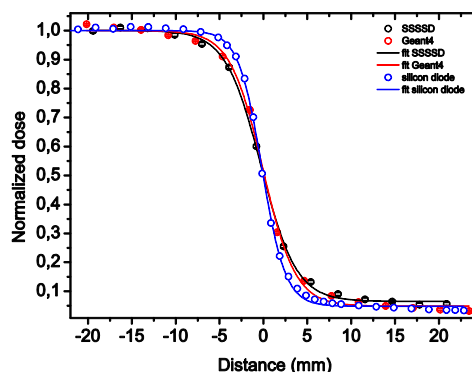


Fig. 4 Penumbra obtenida con el detector SSSSD, con *Geant4* y con el diodo de silicio.

Además, hemos realizado simulaciones *Geant4* para estimar la dosis, suponiendo que el maniquí cilíndrico tiene una densidad igual al agua (Fig. 5, puntos abiertos celestes). Estos datos se comparan en la Fig. 5 con la dosis calculada utilizando el TPS (cuadrados abiertos azules). En el cálculo del TPS se supone también que el maniquí completo, incluyendo el detector, es agua. Los resultados con *Geant4* y los cálculos del TPS son totalmente compatibles. La diferencia relativa entre estos datos es inferior al 1.7%, para todas las tiras en los diferentes ángulos de orientación. En cambio, hay evidentes diferencias entre los cálculos obtenidos con el TPS y los datos experimentales. Estas diferencias se deben a la forma de calcular los datos de TPS (dosis en agua), que no tiene en cuenta las densidades reales del maniquí cilíndrico de polietileno y del detector de silicio. Así pues, aunque ya se obtuvo una calibración en condiciones de referencia con el maniquí plano, debe efectuarse una nueva calibración con este montaje experimental (maniquí cilíndrico), con respecto a la dosis en agua calculada por el TPS. Una vez realizada esta calibración, la respuesta del detector medida resultó ser independiente del ángulo entre la dirección de irradiación del haz y el detector. La dosis calibrada obtenida con el detector SSSSD se muestra en la Fig. 6 (puntos rojos abiertos), y se compara con los cálculos del TPS (puntos negros abiertos) y con la simulación *Geant4* (dosis en agua; puntos abiertos azules). La Fig. 6 muestra la total compatibilidad entre las dosis experimentales calibradas, la simulación *Geant4* y los cálculos del TPS. La diferencia relativa entre las dosis experimentales calibradas y los cálculos del TPS resultó ser inferior al 2% para las tiras más externas e inferior al 1 % para las tiras centrales.

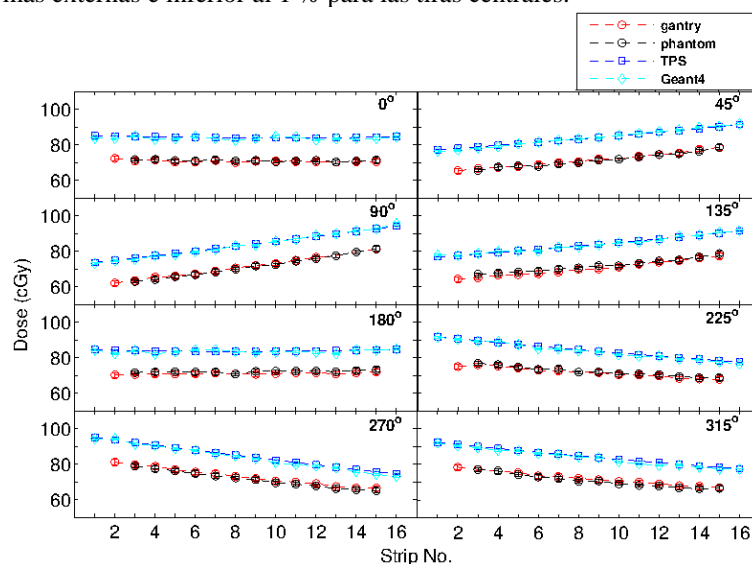


Fig. 5 Medidas a diferentes ángulos obtenidas con el detector en el maniquí cilíndrico.

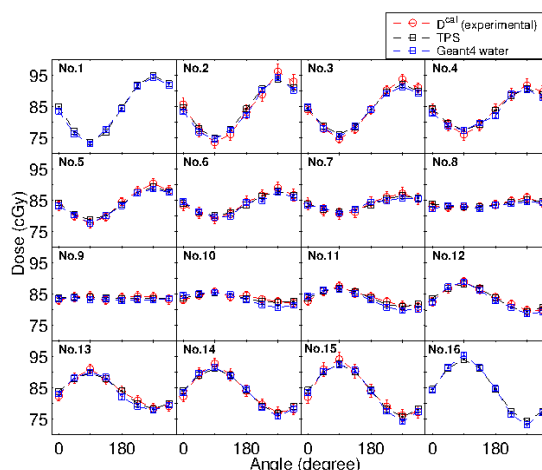


Fig. 6 Dosis calibradas del detector *SSSSD* comparadas con los cálculos del TPS y con la simulación *Geant4*.

Conclusiones

Este trabajo tiene el objetivo de caracterizar un prototipo basado en un detector de tiras de silicio y es parte de un proyecto más ambicioso dirigido a la validación de un nuevo método para la medida de mapas de dosis en planos axiales. Para lograr este objetivo se ha diseñado, construido y probado un dispositivo experimental. Los resultados finales muestran que las características del detector y del sistema prototipo desarrollado son aceptables para este objetivo. El dispositivo experimental utiliza dos maniqués dedicados a estudiar el comportamiento dosimétrico del detector. Un primer maniqué plano se ha utilizado para la caracterización del detector. El segundo maniqué tiene una forma cilíndrica y la capacidad de rotar alrededor de su eje de simetría. El maniqué cilíndrico se construyó para estudiar la respuesta angular del detector y para su aplicación a la verificación de tratamientos radioterápicos. Esta configuración tiene la capacidad de medir los mapas de dosis en un plano paralelo al eje del haz (plano axial), que es la presentación más comúnmente utilizada en aplicaciones clínicas. Esta es la ventaja más importante de este sistema en comparación con otros métodos basado en matrices 2D utilizadas para el control de calidad de IMRT (*QA*). De hecho, la mayoría de los dispositivos comerciales diseñados para este fin permiten medir el mapa de dosis en planos coronales y, eventualmente, en el sagital. Para obtener una solución económica que permita validar la nueva técnica propuesta, el detector elegido fue un *SSSSD* comercial de 16 tiras. La caracterización del *SSSSD* para 6 MV mostró que el prototipo tiene las características necesarias para ser incluido en un plan de control de calidad de IMRT. La linealidad de todas las tiras es mejor que el 0.1% y la uniformidad corregida es del 0.5%. Los resultados del PDD son compatibles dentro del 1% con respecto a los valores medidos con una cámara de ionización. La penumbra es un factor 1.5 mayor que el valor obtenido mediante un detector de silicio, debido sobre todo a la anchura de cada tira del detector (3.14 mm). La incertidumbre total de nuestro sistema se ha estimado en menos del 1.4% (1σ) para una dosis absorbida de 200 cGy. Se realizaron simulaciones de Monte Carlo del dispositivo experimental con *Geant4*, en las que se modelaron ambos maniqués y el *SSSSD*. Los resultados de las simulaciones mostraron un buen acuerdo con respecto a las medidas experimentales para la caracterización del detector. Asimismo, las simulaciones dieron resultados compatibles con la dosis en agua calculada con el TPS. La dependencia angular del detector ha sido estudiada y comparada con los cálculos del sistema de planificación. Los resultados muestran que la respuesta del *SSSSD* es independiente del ángulo de irradiación. Por último, cada tira se ha calibrado con respecto a los cálculos de la dosis en agua del TPS. Después de esta calibración, las diferencias entre las tiras y el sistema de planificación fueron menores del 2% para todas las tiras e inferiores al 1% para las tiras centrales. Esta técnica ha demostrado ser válida para un futuro plan de verificación de tratamientos IMRT. Sin embargo, una solución más potente debe ser obtenida mediante un detector *SSSSD* con una menor distancia entre las tiras o mediante un detector pixelado de silicio. Debido al mayor número de canales, la mejoría de este

sistema debe realizarse incorporando una electrónica dedicada (*ASICs, application-specific integrated circuits*).

5 Agradecimientos

Este trabajo está financiado por la UE a través de la *Initial Training Marie Curie Network: "Diagnostic Techniques for future particle Accelerators NETwork"* (*DITANET*), proyecto número PITN-GA-2008-215080; por el proyecto español FPA2009-08848; por el proyecto Consolider-Ingenio CSD2007-0042, y por el proyecto RADIA2, colaboración entre Instalaciones Inabensa S.A. y la Universidad de Sevilla mediante el contrato 68/83 0214/0129, cofinanciado por el Ministerio de Industria y Comercio y el FEDER (IAP-560610-2008-8), la Corporación Tecnológica de Andalucía (08/221) y la Agencia de Innovación y Desarrollo de Andalucía (841190).

REFERENCIAS

- [1] J. Dyk, R. Barnett, J. Cygler, P. Shragge, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 26 (1993) 261–273.
- [2] P. Cadman, R. Bassalow, N. Sidhu, G. Ibbott, A. Nelson, *Physics in Medicine and Biology* 47 (2002) 3001–3010.
- [3] A. N.-R. Chair, C. R. Blackwell, B. M. Coursey, K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin, A. S. Meigooni, R. Nath, J. E. Rodgers, C. G. Soares, *Medical Physics* 25 (1998) 2093–2115.
- [4] R. Arrans, H. Miras, M. Ortiz-Seidel, J. Terrón, M. J., A. Ortiz-Lora, *Rev Fis Med* 2 (2009) 83–104.
- [5] <http://www.aapm.org/meetings/05AM/pdf/18-4147-88232-65.pdf>.
- [6] C. Talamonti, M. Casati, M. Bucciolini, *Medical Physics* 33 (2006) 4367–4378.
- [7] A. B. Rosenfeld, *Radiation Measurements* 41 (2006) S134 – S153.
- [8] P. A. Jursinic, B. E. Nelms, *Medical Physics* 30 (2003) 870–879.
- [9] J. H. D. Wong, M. Carolan, M. L. F. Lerch, M. Petasecca, S. Khanna, V. L. Perevertaylo, P. Metcalfe, A. B. Rosenfeld, *Medical Physics* 37 (2010) 427–439.
- [10] F. Banci Buonamici et al., *Medical Physics* 34 (2007) 1372–1379.
- [11] R. Sadagopan et al., *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 10 (2009) 2928.
- [12] S. Saminathan, R. Manickam, V. Chandraraj, S. Supe, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 11 (2010).
- [13] <http://www.micronsemiconductor.co.uk/>
- [14] S. Agostinelli, et al., *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 506 (2003) 250–303.
- [15] J. Allison, et al., *IEEE Transactions on Nuclear Science* 53 (2006) 270–278.
- [16] M. A. Cortes-Giraldo, J. M. Quesada, M. I. Gallardo, *AIP Conference Proceedings* 1231 (2010) 209–210.
- [17] M. A. Cortes-Giraldo, M. I. Gallardo, R. Arrans, J. M. Quesada, A. Bocci, J. M. Espino, Z. Abou Haidar, M. A. G. Alvarez, in: *accepted in Progress in Nuclear Science, Technology* (Eds.), *Proc. of SNA-MC-2010 Conference*, pp. 1–6.
- [18] S. Chauvie, S. Guatelli, V. Ivanchenko, F. Longo, F. Mantero, B. Masialino, P. Nieminen, L. Pandola, S. Parlati, L. Peralta, M. G. Pia, M. Piergentili, P. Rodrigues, S. S., A. Trindale, *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE* 3 (2004) 1881–1885.
- [19] D. E. Cullen, J. H. Hubbell, L. Kissel, *EPDL97: the Evaluated Photon Data Library, '97 version*, Report UCRL-50400, Lawrence Livermore National Laboratory, 1991.
- [20] S. T. Perkins, D. E. Cullen, S. M. Seltzer, *Tables and Graphs of Electron-Interaction Cross-Sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL), Z=1-100*, Report UCRL-50400, Lawrence Livermore National Laboratory, 1991.
- [21] S. T. Perkins, D. E. Cullen, M. H. Chen, J. H. Hubbell, J. Rathkopf, J. Scofield, *Tables and graphs of Atomic Subshell and Relaxation Data Derived from the LLNL Evaluated Atom Data Library (EADL), Z=1-100*, Report UCRL-50400, Lawrence Livermore National Laboratory, 1991.
- [22] H. Burkhardt, V. M. Grichine, P. Gumplinger, V. N. Ivanchenko, R. P. Kokoulin, M. Maire, L. Urban, in: *Proceedings MC2005, American Nuclear Society, LaGrange park, IL, Chattanooga, Tennessee, April 17-21, 2005*, 2005.